

國立清華大學 電機工程學系

實作專題研究成果摘要

Electrical Impedance Tomography
Based Bladder Urine Volume Estimator:
Simulation Study

基於電阻抗斷層掃描之膀胱尿量估計
器：模擬研究

專題領域：系統組

組 別：A296

指導教授：李夢麟 教授

組員姓名：簡佳吟 吳芷妮 曹芳綺

摘要

現今許多成像技術被應用在醫療設備上，而電阻抗斷層成像技術(Electrical Impedance Tomography, EIT)具有非侵入性、無輻射、低成本等優點，我們欲將 EIT 應用於膀胱體積之成像來估計膀胱尿量，並在此專題中，嘗試模擬研究。期望未來能據此建立可攜式尿量估計系統應用於老人照護、神經系統受損患者照護的即時尿量監控。

我們建立腹部模型並從皮膚表面之電極對其施加微小的驅動電流，再賦予各個器官相對應的導電度，透過 MATLAB EIDORS toolbox 來重建腹腔模型內部的電阻率分佈，並嘗試還原膀胱體積之影像。

在硬體方面，我們首先針對兩種電極擺放方式(1x16及2x8)進行誤差比較；另外，我們也探討了在相同排列方式下(單層環狀)，8個電極和16個電極的結果差異。在軟體方面，我們探討了四種演算法:One Step Gauss Newton 下的 Tikhonov Prior, Noser Prior, Laplace Prior, 以及 Total Variation Algorithm 的成像結果差異。

我們定義了 Position error 以及 Amplitude error，由前向模型與逆向模型的位置或面積相減，再除以前向模型的位置或面積做 normalization，藉此比較各種電極排列方式與四種演算法之優劣。

研究背景與動機

尿失禁好發於老年人、神經系統疾病患者等，即時監控膀胱尿量有助於照護人員協助導尿，以防滑倒等危險，並提高其生活品質。目前臨床上多用超音波成像判斷膀胱體積，但超音波的量測過程中，需呈臥姿並塗抹傳導膠，且超音波儀器價格昂貴、體積龐大，故鮮少作為居家醫療用品。

因此，我們希望透過 EIT 重建膀胱的電阻抗分佈，以非侵入性、無輻射、低成本、輕巧的量測方式成像判斷膀胱體積。期望未來能應用於老人照護、神經系統疾病患者照護的即時尿量監控。

研究方法

(1) EIT 原理

人體內各個器官、組織導電度都不同，以阻抗值來說，骨骼阻抗>脂肪阻抗>肌肉阻抗>血液阻抗。EIT 透過皮膚表面的電極施加驅動電流，並量測相鄰電極間的電壓差，進而得出體內的阻抗分布，最後利用阻抗分布還原出影像。

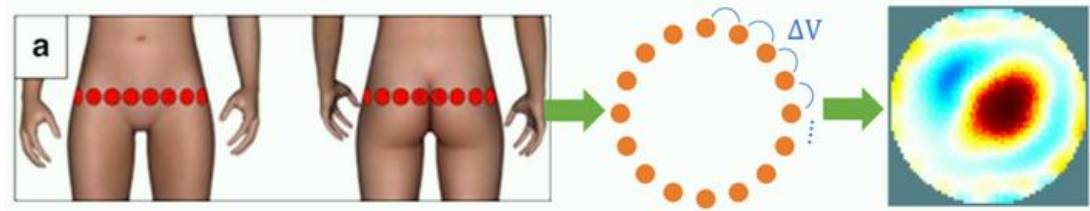


Fig. 1 EIT 影像重建流程示意圖

(2) 系統設計

我們建立了3D人體模型包含腹腔器官如:膀胱、直腸、骨盆、薦椎以及人體皮膚。並藉由 Netgen、Fiji、Imagej 等軟體來做每個器官模型之轉檔與整合以產生網格模型，再匯入 MATLAB 中分別賦予該器官的導電度，建立人體腹腔網格模型做為前向模型。

有了前向模型後，就能透過皮膚表面的電極測量各電極間的電壓差，得出體積內的阻抗分布並還原影像。我們以空膀胱模型作為 homogenous model，而含有不同體積之尿量的膀胱模型作為 inhomogeneous model，透過 MATLAB 中的 forward solve、"difference" reconstruction type、各式演算法來解這個數學模型，最後還原出影像並判斷膀胱大小。

(3) 電極擺放方式

我們都使用16個電極來做模擬，以同樣都是16個電極來說，相對於單層電極配置 (1×16)，兩層電極配置 (2×8) 的深度分辨率更高，因為膀胱體積在 xyz 方向上都會改變，因此當設置兩圈電極時，能夠更清楚的量測膀胱整體的體積變化。

改變電極數量之變因時，我們選用 1×16 個電極和 1×8 個電極來做比較。當電極分布越密集，空間分辨率就會越高、能夠得出更精準的還原影像；而當電極數量較少、分布較稀疏，所還原出來的膀胱體積誤差較大。

(4) 電流大小及頻率

使用 EIT 系統測量尿量需要注意通過身體的電流和頻率，過大的電流通過人體可能會造成身體損傷和功能障礙，一個人在 $50 \sim 60\text{HZ}$ 時可以感覺到至少 1mA 的交流電，而直流電則可以感覺到至少 5mA 。如果電流太高可能會引起身體組織損傷或顫動。

我們針對實際運用在人體上的尿量評估器來做設計，因此將參考有做人體實驗的 EIT 尿量研究論文之電流大小與頻率，分別是 5mA , 50kHz 。

(5) MATLAB 成像使用的四種演算法

EIT 是一個高度非線性的 inverse problem，因此可以使用 One-step Gauss-Newton 找到電阻抗分佈，使得模型預測的電壓($V_c(z)$)與實際測量的電壓(V_m)之間的誤差平方和最小。

而 EIT 利用測量電壓的數據重建阻抗分布時，通常是非線性且不穩定的，輸入數據的微小變化可能導致輸出結果的劇變。為了解決這個問題，我們可以使用 Total Variation 的 regularization 概念，減少 noise 造成的影響，並保持重建影像的邊緣特徵。

我們使用基於 One-step Gauss Newton 方法所建立的四種演算法: Tikhonov Prior, NOSER Prior, Laplace Prior, 以及 Total Variation Algorithm 做影像重建。並且採用 Amplitude error 以及 Position error 這兩種誤差計算方式，來比較四種演算法的優劣。

研究結果

首先，兩種電極擺放方式(1×16 及 2×8 環狀排列)，從文獻與我們的模擬結果都得出相同結論: 2×8 的電極擺放方式能夠得出較精準的膀胱位置與體積成像。

另外，我們也探討了在相同排列方式下(單層環狀)，8個電極和16個電極的結果差異，從模擬結果得出:電極數量越多、排列越密集，還原膀胱影像之位置誤差與體積誤差越小。

四種影像還原的演算法中，我們發現 Total Variation Algorithm 所還原之影像在位置及體積上的誤差最小，但同時運算時間也最長；而 One Step Gauss Newton 下的 NOSER Prior 所得出的還原影像在位置及體積上的誤差雖比 Total Variation Algorithm 稍大一些，但運算時間短非常多。

我們計算 error 的方式分為兩種。第一種是 Amplitude error(AE)，我們使用 Imagej 軟體的色階強度分析前向模型及逆向模型成像的膀胱位置面積，得到面積誤差。第二種是 Position Error(PE)，利用前向模型及逆向模型成像的膀胱位置，測量中心點得到位置誤差，藉此比較各種電極排列方式與四種演算法之優劣。

$$AE = \frac{inv_{area} - fwd_{area}}{fwd_{area}}, PE = \frac{inv_{pos} - fwd_{pos}}{fwd_{pos}}$$

整體來說，電極擺放方式為2×8環狀排列並使用 Total Variation Algorithm 時，能夠得出誤差最小的還原影像；但若考慮運算時間，電極擺放方式為2×8環狀排列並使用 One Step Gauss Newton 下的 NOSER Prior 是作為即時尿量評估器的最佳組合。

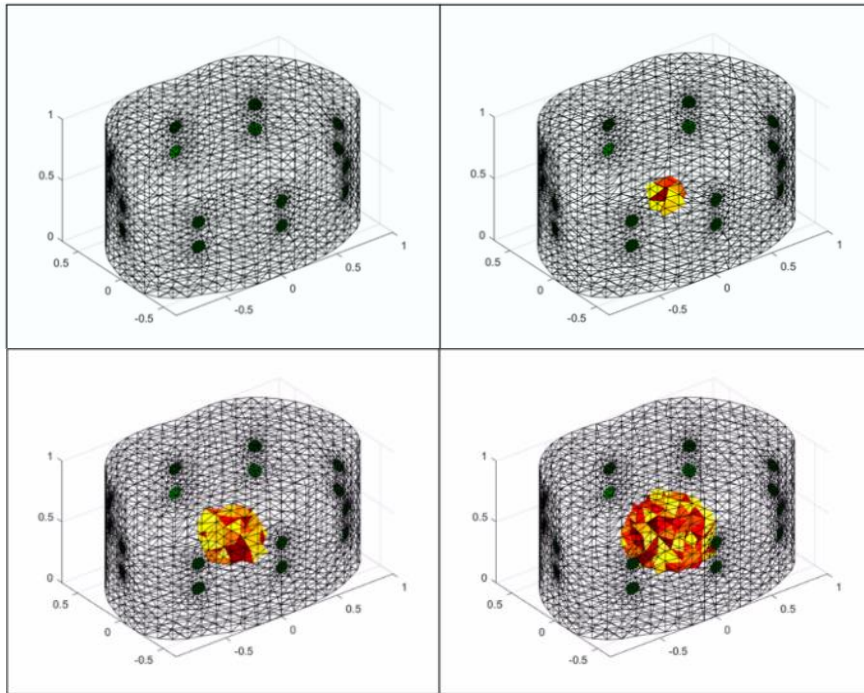


Fig. 2 不同尿量下的前向模型



Fig. 3 不同尿量下的前向模型切面

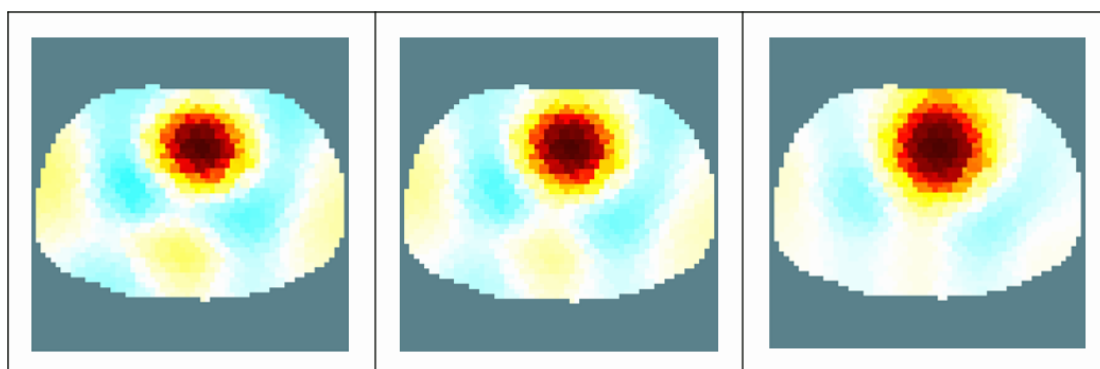


Fig. 4 不同尿量下的逆向模型成像結果

心得感想

EIT 目前多用於肺部成像，應用於膀胱尿量估計的文獻數量不多，因此我們花了很多時間在摸索與探究。過程中難免受挫，或是忙了好久才發現在做白工，但是這一年的實作專題過程，讓我們學會很多課堂上不會教的知識與技能，也讓我們自發性地去學習、找資料，能夠對自己有興趣的題目深入研究是一件非常開心的事。

教授每個禮拜都很用心的和我們 meeting，我們從中得到許多實用的建議與專業知識的補充，因此非常謝謝教授百忙之中仍願意每週撥空與我們討論專題。組員間也是

難能可貴的合作機會，我們每周都會撥空一起到討論室討論專題進度、一起做 meeting 簡報，能有這些夥伴一起討論、互相學習也是做專題的過程中很開心的事!